

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-272674

(P2002-272674A)

(43) 公開日 平成14年9月24日 (2002.9.24)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード* (参考)
A 6 1 B 1/00	3 0 0	A 6 1 B 1/00	3 0 0 T 2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/17		G 0 1 N 21/17	A 2 H 0 4 0
	6 1 0		6 1 0 4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26		G 0 2 B 23/26	B
G 1 2 B 21/02		G 1 2 B 1/00	6 0 1 A
審査請求 未請求 請求項の数3 O L (全 15 頁)			

(21) 出願番号 特願2001-72636(P2001-72636)

(22) 出願日 平成13年3月14日 (2001.3.14)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 亀谷 尊之

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 菅 武志

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

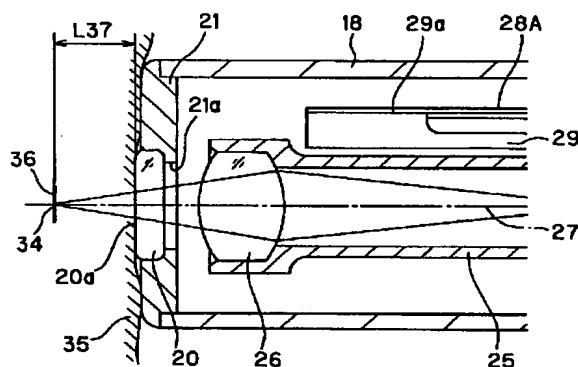
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光走査プローブ装置

(57) 【要約】

【課題】 光透過性部材による反射光の影響を小さくして所望する被検部の画像情報を得るのに適した光走査プローブ装置を提供する。

【解決手段】 プローブの先端部には、光学棒18の内側に保持部材26の先端で保持された集光レンズ26により光ファイバの先端から出射された照明光をその前に配置した光透過性の先端カバー20を透過させて、先端カバー20の前面20aが押しつけられた生体組織35の表面付近の内部の焦点34の位置でスポット状に集光し、焦点34付近での生体組織35からの反射光を逆の光路を経て受光する場合、前面20aと焦点34との距離L37を所定範囲にすることにより、先端カバー20による反射光の受光量よりも生体組織35の焦点34付近からの受光量の割合を大きくして、S/Nの良好な画像情報を得られるようにした。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 光源装置が発する照明光の焦点を被検部に対して走査し、該走査により得られる前記被検部からの前記照明光の反射光を観察装置に伝達する光走査プローブ装置において、

前記照明光の光路上に配置された複数の光透過性部材のうち被検部と最も近い光透過性部材と前記照明光の焦点との距離を、前記光透過性部材の端面で反射し観察装置に伝達される反射光の総量 $N$ と被検部で反射し観察装置に伝達される反射光量 $S$ が $S > N$ となるように配置したことを特徴とする光走査プローブ装置。

【請求項2】 光源装置が発する照明光の焦点を被検部に対して走査し、該走査により得られる前記被検部からの前記照明光の反射光を観察装置に伝達する光走査プローブ装置において、

前記照明光の光路上に配置された複数の光透過性部材のうち被検部と最も近い光透過性部材の周囲に配置された部材が、前記被検部の方向に対して突出し、前記焦点が前記突出部先端と同一面あるいは前記突出部が形成する凹部内に位置することを特徴とする光走査プローブ装置。

【請求項3】 光路上に配置された複数の光透過性部材のうち被検物と最も近い光透過性部材と、焦点との距離を、光透過性部材の端面で反射し観察装置に伝達される反射光の総量 $N$ と被検部で反射し観察装置に伝達される反射光量 $S$ が $S > N$ となるように配置したことを特徴とする請求項2記載の光走査プローブ装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は光源装置からの照明光をプローブ内に設けた光ファイバにより伝送し、先端面から出射される照明光を走査し、被検部側からの反射光を受光して光学的な画像情報を得る光走査プローブ装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】近年、小型化されたプローブ型の共焦点顕微鏡を体腔内に挿入して、生体組織を摘出することなく直接観察／診断する技術が確立されつつある。共焦点顕微鏡は、被写体に照明光を照射し、その反射光を入力情報として画像化するものであり、焦点位置からはずれた被写体からの反射光を除去する効果がある。これは、 $Z$ 分解能（深さ方向の分解能）と呼ばれている。被写体の深さ位置に応じて受光光量に変化し、その半値全幅を $Z$ 分解能と定義している（図17参照）。尚、光源波長を $\lambda$ 、被写体屈折率を $n$ 、光学系開口数を $NA$ とした場合、前述の $Z$ 分解能は $1.28 \lambda n / (NA \cdot NA)$ となる。

【0003】一方、生体組織は反射率が $1/1000 \sim 1/100000$ と非常に小さく、また観察部が表面から深くなるにつれ被写体から顕微鏡に入射される反射光

量が減少する。通常、プローブ型の共焦点顕微鏡では、生体組織表面から数十 $\mu m$ の範囲の深さを数百 $\mu m$ の視野範囲で観察を行うが、以上の理由により生体組織を画像として捕える為には、顕微鏡に入射される生体組織以外、特に焦点近辺に光学系の保護の目的で設けられた光透過性部材としてのカバーガラスからの光信号の除去と、焦点の深さ方向の位置決めが重要となる。

【0004】体腔内に挿入し、生体組織を細胞レベルで観察するプローブ型の共焦点顕微鏡において、請求項1、3に係る照明光の焦点とカバーガラスとの距離（作動距離：以後 $WD$ と記す）に関する従来技術は、現状では見受けられない。

【0005】また、請求項2、3に係る深さ方向の位置決めに関する従来技術としては、特開平3-87804に公開されているように、観察組織を焦点レンズ系付近に設けたカップ内に吸引して固定する方法や、特開2000-126114のごとく、透明な先端カバーで観察部位を押さえつける方法が挙げられる。

## 【0006】

【発明が解決しようとする課題】請求項1および3に係る従来技術はなかったので、被検物からの反射光（信号）よりカバーガラスからの信号が大きくなってしまい、所望する被検物の画像が得られない場合があった。

【0007】また、請求項2および3にかかる従来技術の問題点は、以下の通りである。特開平3-87804の構成だと、観察部位を吸引することでカップ内に固定する為、操作が面倒であり、また吸引口が必要な為小型化の障害となる。

【0008】また、特開2000-126114の構成だと、押し込み方向に対してはしっかり固定されるが、面方向に対しては固定力が弱い為、視野範囲が数百 $\mu m$ と比較的狭い場合、プローブが僅か数 $mm$ 移動しただけで、観察部位が視野範囲から外れてしまい、適切な観察が行えない。

【0009】（発明の目的）本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、光透過性部材（カバーガラス）による反射光の影響を小さくして所望する被検部の画像情報を得るのに適した光走査プローブ装置を提供することを目的とする。

【0010】簡単に照明光の焦点を被検部の表面付近に設定して、被検部に対する光学画像情報を得るのに適した光走査プローブ装置を提供することも目的とする。

## 【0011】

【課題を解決するための手段】光源装置が発する照明光の焦点を被検部に対して走査し、該走査により得られる前記被検部からの前記照明光の反射光を観察装置に伝達する光走査プローブ装置において、前記照明光の光路上に配置された複数の光透過性部材のうち被検部と最も近い光透過性部材と前記照明光の焦点との距離を、前記光

透過性部材の端面で反射し観察装置に伝達される反射光の総量Nと、被検部で反射し観察装置に伝達される反射光量Sとが $S > N$ となるように配置したことにより、光透過性部材による反射光の影響を抑制して、被検物に対する画像情報を得られるようにしている。

【0012】光源装置が発する照明光の焦点を被検部に対して走査し、該走査により得られる前記被検部からの前記照明光の反射光を観察装置に伝達する光走査プローブ装置において、前記照明光の光路上に配置された複数の光透過性部材のうち被検部と最も近い光透過性部材の周囲に配置された部材が、前記被検部の方向に対して突出し、前記焦点が前記突出部先端と同一面あるいは前記突出部が形成する凹部内に位置するように設定して、容易に被検部の表面付近に対する光学画像情報を得られるようにしている。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第1の実施の形態）図1ないし図19は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態を備えた光診断装置の全体構成を示し、図2は光送受信部の構成を示し、図3は制御部の構成を示し、図4はプローブの先端側の構成を示し、図5はアクチュエータの構成を示し、図6は図4（B）のA矢視により固定部材にアクチュエータを固定する部分を示し、図7は図4（B）のB矢視により中間部材にアクチュエータを固定する部分を示し、図8は図4（A）のC矢視により保持部材にアクチュエータを固定する部分を示し、図9は生体組織にプローブの先端面を押し当てて光診断する様子を示し、図10は変形例のプローブの先端側の構成を示し、図11は集光レンズの後面側の光反射性の蒸着膜が設けられている部分を示し、図12はスキャニングミラーの断面構造を示し、図13は電極等を形成する前のミラー部を示し、図14は電極等を形成したミラー部を示し、図15及び図16は光源の波長を具体的に設定して作動距離を1.0mm及び2.0mmとした場合の光ファイバ先端から焦点で集光する光路をそれぞれ示し、図17は焦点及びその前後の距離に対する光の受光強度の特性を示し、図18は図4のプローブによりアクチュエータを駆動して光を面走査する様子を示し、図19は図10のプローブにより、スキャニングミラーを駆動して光を面走査する様子を示す。

【0014】図1に示すように光診断装置1は、光診断のための光を送信したり、光診断に用いた光を受信する光送受信部2と、この光送受信部2と接続され、光送受信部2の動作を制御したり、受信した光から光診断用の画像処理等を行う制御部3と、この制御部3と接続され、画像処理された映像信号が入力されることにより、対応する光診断画像を表示するモニタ4と、映像信号を記録する記録装置5と、前記光送受信部2と接続され、

光診断のための光を送信して、その先端側から被検部側に光診断の光を出射する直視型の光走査プローブ装置（以下、単にプローブと略記）6とから構成される。

【0015】また、制御部3はプローブ6と信号ケーブルにより接続され、プローブ先端部6aに内蔵した後述する走査ユニット19（図4参照）を構成するアクチュエータを駆動する。そして、プローブ6により照明光の焦点位置を走査し、その走査により被検部における焦点位置から反射された反射光を検出し、観測装置側で画像化する。なお、観測装置は図1でプローブ6を除く部分を表す（具体的には、光送受信部2、制御部3及びモニタ4。この場合、記録装置5は観測装置に含めても或いは含めなくても良い）。

【0016】図2に示すように光送受信部2は、光診断のための光を発生する光源7と、プローブ6による被検物側に照明した光の反射光を検出するフォトディテクタ8と、光伝送用ファイバ9とからなり、光伝送用ファイバ9はその2本が中央付近の光結合部10で光学的に結合して、双方向に分岐した4端子（カブラ）11a、11b、11c、11dを構成している。

【0017】通常、光源7としてはレーザ光を発生するレーザ発振器が採用され、光伝送用ファイバ9の端子11aが光源7に接続され、光源7で発生した光が端子11aに入射される。この光は光結合部10により端子11bと11dに分岐し、端子11bに伝送された光はその端子11bに接続されたプローブ6側に進む。このプローブ6側に供給された光はその先端部6aまで導かれ、その先端面から出射される。

【0018】また、このプローブ6の先端面には被検部側からの反射光が入射され、その光は逆に進み、光結合部10により、端子11aと11cに分岐する。端子11cに導かれた光はその端子11cに対向配置されたフォトディテクタ8に入射し、光電変換される。この光電変換された信号は図3に示す制御部3を構成する画像処理回路15に入力される。

【0019】なお、光伝送用ファイバ9は一般的に1:1の分岐比で構成されており、本実施の形態では、端子11dの端部は閉鎖されているが、他の3端子11a、11b、11cの内の1つが使用不能となった時の予備として使用可能になっている。

【0020】図3に示すように、制御部3は光源7を駆動する光源駆動回路12と、光源7よりプローブ6に供給された光をX方向に走査する為のX駆動回路13と、Y方向に走査する為のY駆動回路14と、フォトディテクタ8により光電変換された信号に対する画像処理を行う画像処理回路15とから構成される。

【0021】光源駆動回路12は光源7と電氣的に接続され、X駆動回路13及びY駆動回路14はプローブ6の先端部6aに設けられている走査ユニット19（のアクチュエータ28A、28B）と電氣的に接続され、ま

た画像処理回路15の入力端はフォトディテクタ8と電気的に接続されている。また、画像処理回路15の出力端はモニタ4及び記録装置5と接続されている。

【0022】図4に示すように第1の実施の形態のプローブ6は可撓性を有する中空のチューブ16の先端に固定部材17を介して円管状の硬質製の光学枠18を取付けて、この光学枠18の内側に光走査を行う走査ユニット19を配置すると共に、光学枠18の先端の開口部分に、光透過性部材としての先端カバー（カバーガラス）20を取り付けた先端カバー受け21を取り付けて先端部6aを形成している。

【0023】前記チューブ16内に挿通された光ファイバ22の後端（基端）は前記光伝送用ファイバ9の端子11bに接続され、また、光ファイバ22の先端側は固定部材17の中空部を通され、その先端部にはフェルル23が一体的に取り付けられた状態で、光学ユニット24を構成する略円管状の保持部材25の後端の孔部に固定されている。

【0024】また、保持部材25の先端部には、光ファイバ22の先端面22aから拡開するように出射される光を集光する集光レンズ26を取り付けて照明光を被検物（より、具体的には図9に示す生体組織35）側に出射すると共に、被検物側からの反射光を受光する光学ユニット24が構成されている。

【0025】なお、光ファイバ22の先端面22aは8°の斜めの平面に研磨されている。また、図4に示すように光ファイバ22の先端側は、例えば図4（B）の断面図は水平方向から見たものとする、僅かに上下方向に傾くようにして保持部材25に固定されている。図4（A）は水平方向に直交する方向からの断面図であるので、図4（A）では紙面垂直方向に傾いて配置されている。そして、光ファイバ22の先端面22aの傾きを補正している。

【0026】従って、光ファイバ22の先端面22aから出射される照明光は集光レンズ26の光軸27に沿って進み、集光レンズ26により集光され、焦点34でスポット状になる。また、被検物側での反射光が集光レンズ26を経て光ファイバ22の先端面22aに入射し、その入射光を検出して、被検体に対する光学情報を画像化する。この場合、焦点34の位置と光ファイバ22の小さい面積の先端面22aとは集光レンズ26（及び先端カバー20、それらの間の光路中の屈折率）に関して互いに焦点関係となり、被検物側で反射されて光ファイバ22の先端面22aに入射される光は焦点34近傍のものに限られるように、共焦点光学系を形成している。なお、光ファイバ22と光伝送用ファイバ9はシングルモードファイバ或いはマルチモードファイバのどちらでも良い。

【0027】走査ユニット19は、固定部材17にその後端が固定され、保持部材25の先端部を中間部材29

を介して駆動する（低速駆動側となる）アクチュエータ28Aと、この保持部材25の先端部を前記アクチュエータ28Aによる駆動方向と直交する方向に駆動する（高速駆動側となる）アクチュエータ28Bと、このアクチュエータ28Bの後端を保持し、保持部材25と固定部材17との間にその後端部が配置される略L字状の中間部材29とから構成される。なお、固定部材17の外周面にチューブ16の先端が固定されると共に、光学枠18の後端18も固定されている。

【0028】図5に示すように、アクチュエータ28A（28Bも同様）は、圧電特性を備えたPZT素子板或いは水晶板等からなる圧電素子板30と、この圧電素子板30より長い導電性部材31とから構成される。図4に示すようにアクチュエータ28Aの後端は、略管状の固定部材17の外周の一部に設けた水平面17aに、またその先端は、略L字状の中間部材29における先端側に延出された先端側面（先端上側面）29aに、導電性部材31の面がそれぞれ固定されている。

【0029】また、中間部材29における前記側面29aと直交する方向となり、かつ集光レンズ26に対して前記アクチュエータ28Aが固定された位置より後端側に配置された後端側面29bに、他方のアクチュエータ28Bの後端が導電性部材31の面で固定されている。このアクチュエータ28Bの先端は、保持部材25の先端側面25aに導電性部材31の面で固定されている。

【0030】また、前記固定部材17の水平面17a、中間部材29の側面29a、側面29b、保持部材25の側面25aにはガイド32が設けられており、アクチュエータ28A、28Bは前記ガイド32に導かれて固定される。これらのガイド32を図6、図7、図8で示す。図6は図4（B）における固定部材17のA矢視図、図7は図4（B）における中間部材29のB矢視図、図8は図4（A）における保持部材25のC矢視図を示す。

【0031】図4に示すように、光学枠18内に配置された走査ユニット19のアクチュエータ28A、28Bはツイストペア状にされた信号ケーブル33の先端が接続され、チューブ16内に挿通されたこの信号ケーブル33の後端はX駆動回路13及びY駆動回路14に接続される。

【0032】図9に示すように光学枠18の先端開口にはその開口を水密的に密閉して保護するためのカバー受け21が固定され、このカバー受け21における中央部分で集光レンズ26に対向する位置に設けた穴部21aには光を透過する先端カバー（カバーガラス）20が固定されている。従って、光源7により光ファイバ22の先端面22aから出射され、集光レンズ26により集光される光は先端カバー20を透過してその前方の焦点34でスポット状に集光されるようになる。また、アクチ

ュータ28A、28Bを駆動することにより、焦点34はその焦点34を含む走査面36内を2次的に走査することになる。

【0033】本実施の形態では、この焦点34と、先端カバー20における被検物である生体組織35と向かい合う前面(表面)20aとの距離L37(作動距離:以後WDと記す)が $10\mu\text{m} \leq L \leq 2.0\text{mm}$ となるように配置して、先端カバー20による反射光の影響を軽減し、焦点34近傍からの反射光を検出できるようにしている。

【0034】前記光学ユニット19は、チューブ16、光学棒18、先端カバー20及びカバー受け21によって水密が保たれている。また、集光レンズ26と、先端カバー20及びカバー受け21の穴部21aとは、前記光ファイバ22から出射される光を遮らない程度の面積を有している。なお、走査ユニット19、光学ユニット24は図4等で示したものの他に、以下の図10(A)等に説明する構成でも良い。

【0035】図10(A)に示すように、走査ユニット19は光学ユニットが一体的に形成され、この走査ユニット19は集光レンズ26、レンズ棒40、間隔管41、スキャニングミラー42、ミラー台43、光ファイバ固定台44、光ファイバ22、フレキシブル基板45、及び基板46とで構成される。図4の場合と同様にチューブ16の先端には固定部材17を介して光学棒18の後端が固定され、光学棒18の先端には先端カバー20を取り付けたカバー受け21の後端が嵌合するようにして固定されている。

【0036】また、図10(A)の場合には、ファイバ22の先端はフェルル23が一体的に固定された状態で、光学棒18の内側に固定された光ファイバ固定台44における集光レンズ26の光軸27と傾いた斜面部44aに当接して固定されている。この場合、光ファイバ22の先端外周側のフェルル23部分はテーパ状(円錐状)に切り欠かれて、ファイバ先端面22bではフェルル23が薄く覆う形状になっている。

【0037】光ファイバ固定台44の前端にはミラー台43を介してファイバ先端面22bに近接して対向するようにスキャニングミラー42の後端が固定されている。また、このスキャニングミラー42の前部には、略コの字の形状を有する間隔管41を配置して、所定の距離を確保した状態で、レンズ棒40により集光レンズ26が固定されている。図10(B)は図10(A)のD-D断面を示している。

【0038】なお、レンズ棒40は前側が段差状に拡張となる凹部を有し、この凹部に集光レンズ26を前側から収納し、その前端側に補助リング47を介挿して、カバー受け21内に収納し、このカバー受け21を光学棒18に嵌合させて後端側に押しつけることにより、レンズ棒40の後端が間隔管41に当接して位置決めされて

固定されている。

【0039】また、集光レンズ26における後面側の光軸27付近の部分には、光反射性の蒸着膜48がその中心の穴部49を除いて施されている。つまり、図11に示すように集光レンズ26における光ファイバ22に対向する後面の中心部付近には、光ファイバ22から直接出射された照明光の、集光レンズ26での光束径に対応した大きさの光反射性の蒸着膜48が、中心の穴部49を除いて施されている。

10 【0040】前記間隔管41には、スキャニングミラー42が固定されたミラー台43が固定されており、このミラー台43の中空部には光ファイバ固定台44にフェルル23を介して固定された光ファイバ22の先端側が挿通されている。

【0041】また、スキャニングミラー42、ミラー台43、光ファイバ固定台44をまたがるように、基板46とフレキシブル基板45とが光学棒18の内側に配置され、フレキシブル基板45の後端は電気ケーブル50と半田付けで接続されている。

20 【0042】光ファイバ22と一体的に研磨されたテーパ状のフェルル23の先端は、スキャニングミラー42と接触せず、僅かな間隔を隔てて対向し、また光ファイバ22から直接出射された光の光軸27と集光レンズ26の中心軸とが一致するように光ファイバ22が前記中心軸に対して傾けて配置されている。

【0043】なお、集光レンズ26の光反射性の蒸着膜48が施されていない穴部49と、スキャニングミラー42に設けられている穴部51(図12参照)と、光ファイバ22の先端面22aから直接出射される照明光の光軸27が一致するように配置されている。

30 【0044】スキャニングミラー42は、図12に示すようにシリコン基板52の一方の面(表面とする)に対してエッチングを行い、窪み53を形成する。また、シリコン基板52の裏面側からもエッチングを行い、窪み部54、貫通穴55を形成している。

【0045】また、シリコン基板52の表面側に接着され、シリコン基板52上の酸化物層によりシリコン基板52とは電氣的に絶縁されたプレート56が設けられている。さらに、適切にマスクした後、プレート56の上面に窒化膜57を設け、このプレート56部分を反射に必要な部分(つまりミラー部58)を残してエッチングをして、ミラー部58を形成する。

40 【0046】この時のミラー部58を上面から見た図を図13に示す。図13における網掛け部59a、59b、59c、59dは窒化膜57を設けなかった部分を示し、エッチングによって除去されることになる。さらに図14に示すように、図13の上から導電層を形成し、スキャニングミラー42(のミラー部58)を電氣的に駆動する電極60a、60b、60c、60d、配線パターン61a、61b、61c、61dを製作す

る。

【0047】1対の電極60a、60bと、電極60c、60dはミラーの役割も兼ねる。ここで、適切にエッチングを行うことにより、窒化膜に覆われていない部分を取り除く。

【0048】このようにして、穴部51の近傍に、上下方向に対向するように形成された1対の電極60a、60bは網掛け部59a、59bにおけるその端部に設けられた左右方向のヒンジ部62a、62bにより上下方向に傾くことが可能（傾動可能）に保持され、またその外側に左右方向に対向するように形成された1対の電極60c、60dは網掛け部59c、59dにおけるその端部に設けられた縦方向のヒンジ部62c、62dにより左右方向に傾くことが可能に保持されてジンバルタイプのミラー部58を形成する。

【0049】なお、電極60a、60b、60c、60dはそれぞれ配線パターン61a、61b、61c、61dに接続され、これら配線パターン61a、61b、61c、61dは基板46、フレキシブル基板45を介して電気ケーブル50の先端に接続され、この電気ケーブル\*20

\*ル50の後端はX駆動回路13及びY駆動回路14に接続される。

【0050】そして、X駆動回路13及びY駆動回路14から駆動信号を出力することにより、電極60a、60bと電極60c、60dがそれぞれ傾動するように駆動され、焦点34を面走査できるようにしている。なお、ミラー部58の中心は光ファイバ22から出射された照明光を遮らない程度の大きさの穴部51が設けてある。

10 【0051】次に、前記作動距離WDを $10\mu\text{m} \leq L \leq 2.0\text{mm}$ に設定した根拠を図15、図16、図17及び表1、表2、表3、表4を参照して説明する。図15は波長680nm、開口数NAが0.5、WDが1.0mmの光学系における光路を示し、表1はこの図15に示す光学系において、被写体の屈折率（先端カバー20から集光点までの屈折率）を変化させた時の光学性能の変化を示しており、表2は前記光学系での集光レンズ26の形状を示すデータである。

【0052】

表1（WDが1.0mmの場合で、被写体の屈折率変化に伴う光学性能変化）

被写体の屈折率	1.33	1.4	1.5
波面収差RMS	0.033	0.001	0.036

表2（表1に対応するレンズデータ、ndに対する波長は587.56nm）

	R D Y (曲率半径)	T H I (面間)	n d (屈折率)	V d (アッペ数)
第1面	INFINITY	11.20000		
第2面	2.36494	1.405319	1.81474	37.03
第3面	-3.91541	1.013891		
第4面	INFINITY	0.300000	1.51630	64.10
第5面	INFINITY	1.005000	1.41000	37.03
第6面	INFINITY	0.000000		
第2面	K:0.000000	A:-.977942E-02	B:0.128213E-02	
第3面	K:0.000000	A:0.272728E-01	B:-.45647E-03	

また、図16は波長680nm、開口数NAが0.5、WDが2.0mmの光学系における光路を、表3は図16の光学系において、被写体の屈折率を変化させた時の光学性能の変化を表しており、表4は前記光学系での集\*

※光レンズ26の形状のデータを示す。また、図17は焦点34からの距離と、その位置からの光の受光強度を比で表したものである。

【0053】

表3（WDが2.0mmの場合で、被写体の屈折率変化に伴う光学性能変化）

被写体の屈折率	1.33	1.4	1.5
波面収差RMS	0.071	0.001	0.077

表4 (表3に対応するレンズデータ、ndに対する波長は587.56nm)

	R D Y (曲率半径)	T H I (面間)	n d (屈折率)	V d (アッベ数)
第1面	INFINITY	11.20000		
第2面	2.41353	1.377416	1.81474	37.03
第3面	-3.80224	0.324356		
第4面	INFINITY	0.300000	1.51630	64.10
第5面	INFINITY	2.005000	1.41000	37.03
第6面	INFINITY	0.000000		

第2面	K:0.000000	A:-.864143E-02	B:0.990599E-03
-----	------------	----------------	----------------

第3面	K:0.000000	A:0.258114E-01	B:-.701481E-03
-----	------------	----------------	----------------

なお、表2と表4における、K、A、Bは、レンズ面形状を回転対称な偶数次非球面に設定した場合の非球面係数である。ここで、光軸方向をZ方向とした時、面形状(各点(X、YでのZ成分))は、下記のように表される。

【0054】 $Z=1/RD Y \times (SA^2)(1+\sqrt{1-(K+1) \times 1/RD Y \times (-2) \times SA^2})+A \times (SA^4+B \times SA^6)$

但し、 $SA^2=X^2+Y^2$

である。また、 $SA^N$ はSのN乗を示している(ここで、Nは2、4、6、或いは-2等を示す)。また、 $\sqrt{\phantom{x}}$ (C)はCの平方根を表す。

【0055】さらにまた、

第1面は光ファイバ22の先端面(共焦点ピンホール)  
第2～第3面は集光レンズ26(レンズ有効径はφ2.4mm)

第4～第5面はカバーガラス(先端カバー20)

第5面～第6面は被写体(波長680nmに対して、屈折率1.4)である。なお、図15、図16における被写体の屈折率は波長680nmの光を入射した時、1.4となることを前提として光学設計がなされている。

【0056】共焦点光学系では、焦点位置から外れた被写体からの反射光を除去する効果がある。これは、Z分解能(深さ方向の分解能)と呼ばれている。被写体の深さ位置に応じて、受光光量に変化し、その半値全幅をZ分解能と定義している(図17参照)。

【0057】このZ分解能は、光源7の光の波長をλ、被写体屈折率をn、光学系開口数をNAとした場合、 $1.28 \lambda n / (NA \cdot NA)$ と表される。また、細胞核の大きさは数μm～10数μm程度であるため、細胞核を観察するには、5μm以上のZ分解能が望ましい。例えば5μmのZ分解能の光学系において、受光強度の変化が図17のような正規分布に従う場合、被写体の位

置が焦点位置から10μmの位置にあると、受光光量は約1000分の1以下に低下する。

【0058】一般的に先端カバー20の材質として反射防止膜をコーティングしたガラスが用いられており、その反射率は、1/100程度であるのに対して、生体細胞(細胞膜、核)の内部反射率は1/1000～1/100000程度である為、WDを10μm以上に設定することで、先端カバー20からの反射光量と比較して、観察に十分な量の生体細胞からの反射光を得ることができる。

【0059】つまり、焦点34での生体細胞からの反射による受光量(Sとする)は1/1000～1/100000程度となり、先端カバー20の前面の位置を焦点34から10μm以上に設定することで先端カバー20からの反射に受光量(Nとする)を(1/100)×(1/1000)程度以下に設定できる、換言するとS>Nに設定できる。

【0060】また、様々な生体細胞や生体組織等を観察する場合、それらの種類によって、屈折率が異なる。さらに体腔内に挿入して観察を行う場合、先端カバー20と生体組織35の間に体液が入り込む。

【0061】体液は、生体組織35とは大きく異なる屈折率を有する。水の屈折率は1.33、生体組織35の屈折率は1.4前後であるため、体腔内の生体組織35を観察する場合、1.33～1.5程度の屈折率を有する被写体で、良好な光学系分解能を実現する必要がある。

【0062】光学性能を表す指標として、波面収差RMSがあるが、その値が0.07よりも大きくなると、光学系分解能の劣化が始まる。表1および表3より、被検物の屈折率変化およびWDが大きいく程、波面収差RMSの値は大きくなり、光学性能が劣化しているが、被写体

の屈折率が1.33~1.5の時、WDが2.0mm以下であれば波面収差RMSを抑えることができ、光学系分解能を維持できることが分かる。

【0063】本実施の形態では光源波長として、680nmを取り上げたが、680nm以外の波長を有する光源であっても、WDが2.0mm以下であれば、波面収差RMSを抑えることができ、光学系分解能を維持することができる。前記680nm以外の波長とは、例えば可視光でもよいし、赤外光や紫外光、近赤外光等でもよい。

【0064】本実施の形態のように、照明光の波長680nmでNA0.5の時、Z分解能は4.9μmとなる。これは生体組織（細胞膜、核）の観察に十分な分解能を有している。

【0065】次に本実施の形態の作用を説明する。以上の構成において、プローブ6を図示しない内視鏡の処置具挿通チャンネルを介して体腔内に挿入し、観察部位に押しつける。この状態で、光源7を光源駆動回路12により、駆動し、光源7は光を発生する。この光は光伝送用ファイバ9で構成される端子11aに入射され、その光は光結合部10により端子11bと端子11dに分岐する。端子11dに分岐したものは閉鎖端に導かれるが、端子11bに分岐した光はプローブ6に内蔵されている光ファイバ22に入射し、プローブ6の先端部6aへと導かれる。

【0066】プローブ6の先端部6aに導かれた光は、光学ユニット24により、光ファイバ22の先端面22aから出射した後、集光レンズ26で集光され、先端カバー20を透過して、図9に示すように生体組織35の表面近くで焦点34を結ぶ。この時、制御部3のX駆動回路13及びY駆動回路14からの駆動信号により、走査ユニット19のアクチュエータ28A、28Bが駆動し、焦点34が光軸27に直交する走査面36内で走査される。

【0067】そして、生体組織35の焦点34からの反射光及び先端カバー20の前面20aからの反射光は、光ファイバ22、光伝送用ファイバ9の端子11b、11cを通り、フォトディテクタ8に入射される。

【0068】入射された反射光はフォトディテクタ8で電気信号に変換され、画像処理回路15に伝送される。この時、電気信号の値は生体組織35の焦点34の走査面36からの反射光量に対応している。

【0069】画像処理回路15は、X駆動回路13及びY駆動回路14の駆動波形を参照し、フォトディテクタ8から伝送された電気信号を対応する焦点位置での輝度情報として画像化し、モニタ4に表示する。また、必要に応じて、記録装置5に伝送し、電子データとして記録する。

【0070】この時、図4に示した走査ユニット19を有するプローブ6の先端部6aを以下の要領で走査を行

う。前記X駆動回路13は正弦波で正の電圧をアクチュエータ28Bに印加する。また、この正弦波の周波数は、光学ユニット24及び走査ユニット19から成る系の共振周波数に設定している。

【0071】アクチュエータ28Bの圧電素子板30は正弦波状に変化する電圧値に応じて伸縮を繰り返す。一方、アクチュエータ28Bの導電性部材31は伸縮しないので、アクチュエータ28Bは図18における方向64（図18では上下方向）に変形する。この動きに伴い、アクチュエータ28Bが固定された保持部材25（の固定された後端に対して先端側）が振動することで、集光レンズ26も振動するように駆動され、従って焦点方向が1方向（上下方向）に走査される。

【0072】他方のアクチュエータ28Aには、前記Y駆動回路14により、鋸歯状波で正の電圧が印加される。この鋸歯状波の電圧値が印加されることにより、アクチュエータ28Aは、前記アクチュエータ28Bとは異なる方向、より具体的には前記方向と直交する方向65（図18では水平方向）に変形する。この動きに伴い、中間部材29及びアクチュエータ28Bを介して、アクチュエータ28Aに接続された保持部材25が振動することで、焦点位置が前記アクチュエータ28Bの動きに伴う方向64とは直交する方向65に走査される。

【0073】この時、鋸歯状波の周波数は、前記正弦波の周波数を走査線の数で除算した値からなり、これにより焦点34は2つの方向の走査における同期を取りながら面走査される。

【0074】また、図10（A）に示すプローブ先端部6aにおける焦点34の走査を図19を参照して説明する。光ファイバ22の先端22bから出射された照明光は、シリコン基板52の貫通穴55、ミラー部58の中心の穴部51を通して、集光レンズ26へ向かう。この光は集光レンズ26の光反射性の蒸着膜48によって反射され、広がりながらスキャニングミラー42のミラー部58へ向かい、このミラー部58で反射される。

【0075】続いてこの光は、集光レンズ26の光反射性の蒸着膜48が施されていない部分よりこの集光レンズ26の反対面（前面）の方向に進み、この間に集光され、先端カバー20を通過して進み、焦点でスポット状になる。

【0076】この場合、ミラー部58を構成する電極60c及び60dには、互いに位相が反転し、かつ同じ振幅を持つ鋸歯状の電圧が印加され、窪み部54に形成されるGND部とでキャパシタンスを形成することで、静電気力が発生し、ミラー部58がヒンジ部62c、62dを軸として振動する。

【0077】また、他方の電極60a、60bにも、互いに位相が反転し、かつ同じ振幅を持つ正弦波の電圧が印加され、窪み部54に形成されるGND部とでキャパシタンスを形成することで、静電気力が発生し、ミラー



部58がヒンジ部62a、62bを軸として振動する。

【0078】この時、正弦波の周波数は、ミラー部58から成る系の共振周波数であり、前記鋸歯状波の周波数は、正弦波の周波数を走査線で除算した値に等しい。両電圧値により、ミラー部58の傾きが刻々と変化し、それに伴い照明光の焦点34の位置が面走査される。

【0079】本実施の形態は以下の効果を有する。作動距離WDを $10\mu\text{m} < L < 2.0\text{mm}$ に設定することで、生体組織35を観察するのに必要な光学性能を維持しつつ、生体組織35以外からの反射されフォトディテクタ8に入射される光を生体組織35からの光より小さくすることで生体組織35の観察が可能となる。

【0080】また、図4に示す構成で焦点の走査を行うと、集光レンズ26に対して光軸27が固定されるので、集光レンズ26の設計が容易である。一方、図10に示す構成で焦点の走査を行うと、動作する部材がミラー部58のみの為、質量が軽く、高速での走査が実現できる。

【0081】(第2の実施の形態)次に本発明の第2の実施の形態を図20を参照して説明する。なお、カバー受け21以外は第1の実施の形態と同じ構成である為、第1の実施の形態と異なる箇所のみ説明する。

【0082】図20に示すように、カバー受け21は穴部を有する略管状より成り、先端カバー20の生体組織35と向かい合う前面20aより生体組織35の方向に突出している。また、前記カバー受け21における生体組織35と接する先端面21aの稜線には面取り21b、21cが施されている。

【0083】尚、図20における例えば外周側の面取り21cの代わりに、図21に示すようにカバー受け21の先端側を略半球状にするようにしても良い。前記カバー受け21における先端面21aから先端カバー20の前面20aまでの穴部21dの長さs71は、焦点34が前記カバー受け21の生体組織35と接する先端面21aと同一あるいは前記穴部21d内に位置し、かつ観察時、プローブ6の先端部6aを生体組織35に押し当て、前記組織35が穴部21dに入り込んできた際、先端カバー20の前面20aと生体組織35の表面との距離d72が、作動距離WD(L37)に対応して $10\mu\text{m} \leq d \leq 2.0\text{mm}$ となるように設定されている。

【0084】なお、前記カバー受け21の穴部21dの後端側を拡張した穴部21eには先端カバー20が嵌合するようにして取り付けられている。

【0085】前記長さs71は、前記穴部21dの断面積等によって組織35の入り込み量が異なる為、一意的ではないが、例えばWDが $40\mu\text{m}$ 、前記穴部21dの断面の径D73が $\phi 1 \sim 1.5\text{mm}$ 程度の時、 $0.1 \sim 0.6\text{mm}$ となる。

【0086】尚、前記カバー受け21の形状は図22、図23に示す構成でもよい。図22はプローブ6の先端

部6aの外観図、図23はプローブ6の先端部6aの縦断面図である。

【0087】先端カバー20は、カバー受け21における生体組織35と向かい合う前面20aと同一あるいは僅かに突出してカバー受け21に固定され、この前面21aには生体組織35の方向に複数の突出部74が突出するよう設けられている。前記突出部74の先端部74aは稜線が削り落とされ、例えば略半球の形状を有している。

【0088】また図23に示すように、前記突出部74は前記先端カバー20における前面20aとから突出する距離B75は、作動距離WDの長さL37に対して、 $B \geq L$ の関係を満たし、かつプローブ6の先端部6aを生体組織35に押し当て、前記組織35が前記突出部74により構成される凹部76に入り込んできた際、先端カバー20の前面20aと生体組織35の表面との距離d72が、作動距離WDに対応して $10\mu\text{m} \leq d \leq 2.0\text{mm}$ となるように設定されている。

【0089】次に本実施の形態の作用を説明する。カバー受け21の突出する部分の長さs71あるいはB75が、作動距離WDの長さL37と $s \geq L$ あるいは $B \geq L$ の関係を満たし、かつ観察時、プローブ6の先端部6aを生体組織35に押し当て、前記組織35が穴部21dに入り込んできた際、先端カバー20の前面20aと生体組織35の表面との距離d72が、L37に対応して $10\mu\text{m} \leq d \leq 2.0\text{mm}$ となる長さに設定することで、焦点34を生体組織35の表面近辺に位置させることができる。

【0090】本実施の形態は以下の効果を有する。簡単な構造で容易に焦点34を生体組織35の表面近辺に固定することができるので、生体組織35より多くの反射光を得ることができ、確実に生体組織35を観察することができる。

【0091】それに加えて第1の実施の形態の如く、L37を $10\mu\text{m} \leq d \leq 2.0\text{mm}$ に設定することで、S/N比が向上し、より確実に生体組織35を観察することができる。

【0092】さらに図22、図23の構成にすることで、先端カバー20の前面20aの清掃が容易になる。尚、この効果に関しては、突出部74の代わりに図24に示すように、カバー受け21に放射状にスリット群80を設けても同様な効果が得られる。

【0093】〔付記〕0. 光源装置が発する照明光を光伝送部材の先端から集光する集光光学系を含む複数の光透過性部材を経て射出し、前記複数の光透過性部材に対して前記先端と共焦点関係となり、被検部側に形成される焦点を走査し、該走査により得られる前記被検部からの前記照明光の反射光を観察装置に伝達する光走査プローブ装置において、前記照明光の光路上に配置された前記複数の光透過性部材のうち被検部と最も近い光透過性

部材と前記照明光の焦点との距離を、前記光透過性部材の端面で反射し観察装置に伝達される反射光の総量 $N$ と被検部で反射し観察装置に伝達される反射光量 $S$ が $S > N$ となるように配置したことを特徴とする光走査プローブ装置。

【0094】1. 請求項1記載の光走査プローブ装置において、前記照明光の焦点と、照明光の光路上に設けられた前記焦点に最も近い光透過性部材との距離 $L$ が、 $10\mu\text{m} \leq L$ となるように、前記焦点を前記光透過性部材より被検部側に配置したことを特徴とする。

2. 請求項1記載の光走査プローブ装置において、前記照明光の焦点と、照明光の光路上に設けられた前記焦点に最も近い光透過性部材との距離 $L$ が、 $L \leq 2.0\text{mm}$ となるように、前記焦点を前記光透過性部材より被検物側に配置したことを特徴とする。

【0095】3. 請求項1記載の光走査プローブ装置において、前記照明光の焦点と、照明光の光路上に設けられた前記焦点に最も近い光透過性部材との距離 $L$ が、 $10\mu\text{m} \leq L \leq 2.0\text{mm}$ となるように、前記焦点を前記光透過性部材より被検部側に配置したことを特徴とする。

4. 請求項2記載の光走査プローブ装置において、前記光透過性部材の被検部と向かい合う面と被検物表面との距離 $d$ が $10\mu\text{m} \leq d$ となるように、突出部の長さを設定したことを特徴とする。

【0096】5. 請求項2記載の光走査プローブ装置において、前記光透過性部材の被検部と向かい合う面と被検物表面との距離 $d$ が $d \leq 2.0\text{mm}$ となるように、突出部の長さを設定したことを特徴とする。

6. 請求項2記載の光走査プローブ装置において、前記光透過性部材の被検部と向かい合う面と被検物表面との距離 $d$ が $10\mu\text{m} \leq d \leq 2.0\text{mm}$ となるように、突出部の長さを設定したことを特徴とする。

【0097】7. 請求項1、2、3において、光源装置が発する照明光を伝達して末端面より被検部に対して出射すると共に、前記被検部からの前記照明光の反射光を前記末端面より入射して観察装置に伝達する伝達手段と、前記伝達手段の前記末端面から出射される前記照明光を集光する集光光学系と、前記伝達手段の前記末端面と共に前記集光光学系を固定する固定手段と、前記固定手段を前記照明光の光軸に略直交する方向に移動させる第一の移動手段と、前記照明光の光軸に略直交し、前記第一の移動手段と異なる方向に移動させる第二の移動手段とを具備したことを特徴とする光走査プローブ装置。

【0098】8. 請求項1、2、3において、光源装置が発する照明光を伝達して末端面より被検部に対して出射すると共に、前記被検部からの前記照明光の反射光を前記末端面より入射して観察装置に伝達する伝達手段と、前記照明光が通過するための開口及び第1の反射面が設けられた可動板と、前記可動板を支持する支持体

と、前記開口を通過した照明光を前記第1の反射面に向けて反射する第2の反射面と、前記第1の反射面より反射された観察照明光を集光する集光光学系とを有したことを特徴とする光走査プローブ装置。

【0099】9. 付記8において、前記第2の反射面は、前記集光光学系と一体に形成されたことを特徴とする光走査プローブ装置。

10. 付記7、8記載の伝達手段は、光ファイバから成ることを特徴とする。

11. 付記10記載の光ファイバはシングルモードファイバから成ることを特徴とする。

12. 付記10記載の光ファイバはマルチモードファイバから成ることを特徴とする。

【0100】

【発明の効果】請求項1記載の構成によると、光路上に設けられた光透過性部材で反射され観察装置に入射される入射光量 $N$ より照明光の焦点近辺にある生体組織から反射され観察装置に入射される入射光量が大きく、生体組織を観察することが可能となる。

【0101】請求項2記載の構成によると、照明光の焦点を被写体の表面付近に容易に位置決めすることができ、照明光の焦点近辺にある生体組織から反射され観察装置に入射される入射光量が多く得られるので、生体組織画像を安定的に得ることができる。また簡単な構造で安定的に固定できるという効果が得られる。請求項3記載の構成によると、高い $S/N$ 比で同一個所を安定的に観察することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態を備えた光診断装置の全体構成を示す図。

【図2】光送受信部の構成を示す図。

【図3】制御部の構成を示すブロック図。

【図4】プローブの先端側の構成を直交する2つの走査方向から見た縦断面図。

【図5】アクチュエータの構成を示す斜視図。

【図6】図4(B)のA矢視により固定部材にアクチュエータを固定する部分を示す正面図。

【図7】図4(B)のB矢視により中間部材にアクチュエータを固定する部分を示す正面図。

【図8】図4(A)のC矢視により保持部材にアクチュエータを固定する部分を示す正面図。

【図9】生体組織にプローブの先端面を押し当てて光診断する様子を示す断面図。

【図10】変形例のプローブの先端側の構成を縦断面とそのD-D横断面図。

【図11】集光レンズの後面側の光反射性の蒸着膜が設けられている部分を示す図。

【図12】スキャニングミラーの断面構造の概略を示す図。

【図13】電極等を形成する前のミラー部の概略を示す

平面図。

【図14】電極等を形成したミラー部の概略を示す平面図。

【図15】光源の波長を具体的に設定して作動距離を1.0mmとした場合の光ファイバ先端から焦点で集光する光路を示す図。

【図16】光源の波長を具体的に設定して作動距離を2.0mmとした場合の光ファイバ先端から焦点で集光する光路を示す図。

【図17】焦点及びその前後の距離に対する光の受光強度の特性を示す図。

【図18】図4のプローブにより2つのアクチュエータを駆動して光を面走査する様子を示す図。

【図19】図10のプローブによりスキャニングミラーを駆動して光を面走査する様子を示す図。

【図20】本発明の第2の実施の形態のプローブの先端付近の構成を示す縦断面図。

【図21】図20のカバー受けの先端形状を変更した場合でのプローブの先端付近の構成を示す縦断面図。

【図22】カバー受けに突出部を設けた場合のプローブ先端側を示す斜視図。

【図23】図22の場合の先端付近の内部構造を示す縦断面図。

【図24】図22の変形例のプローブの先端側を示す斜視図。

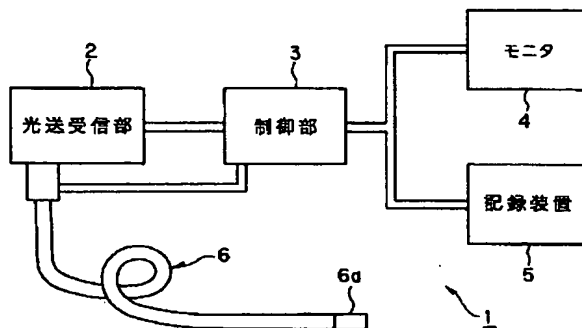
【符号の説明】

- 1…光診断装置
- 2…光送受信部
- 3…制御部
- 4…モニタ
- 5…記録装置
- 6…光走査プローブ装置（プローブ）
- 7…光源
- 8…フォトディテクタ
- 9…光伝送用ファイバ
- 11a～11d…4端子カブラ

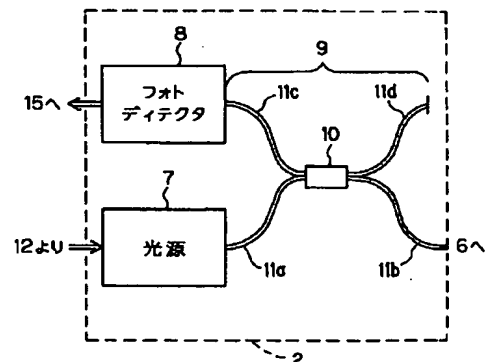
- \* 12…光源駆動回路
- 13…X駆動回路
- 14…Y駆動回路
- 15…画像処理回路
- 16…チューブ
- 17…固定部材
- 18…光学枠
- 19…走査ユニット
- 20…先端カバー（カバーガラス）
- 21…カバー受け
- 22…光ファイバ
- 23…フェルルール
- 24…光学ユニット
- 25…保持部材
- 26…集光レンズ
- 27…光軸
- 28A、28B…アクチュエータ
- 29…中間部材
- 30…圧電素子板
- 31…導電性部材
- 32…ガイド
- 33…信号ケーブル
- 34…焦点
- 35…生体組織
- 36…走査面
- 37…作動距離WD
- 40…レンズ枠
- 42…スキャニングミラー
- 43…ミラー台
- 48…蒸着膜
- 52…シリコン基板
- 56…プレート
- 58…ミラー部
- 60a～60d…電極
- 61a～61d…配線パターン

\*

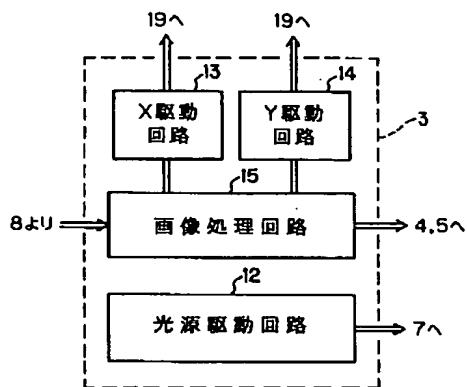
【図1】



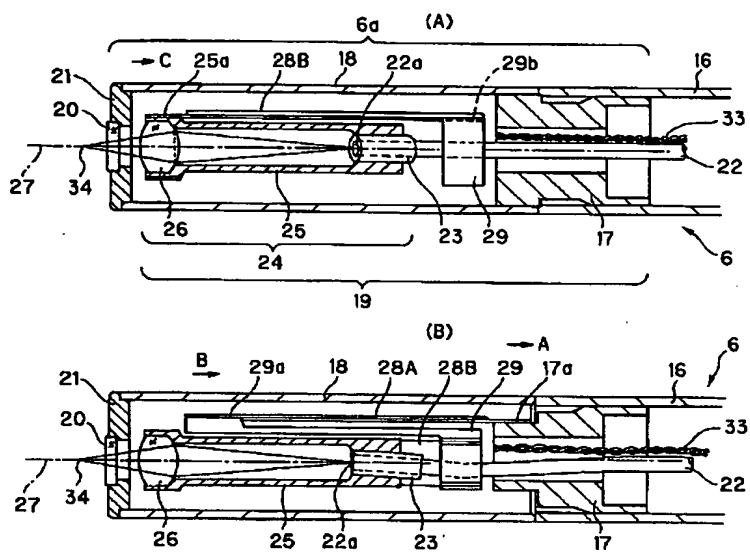
【図2】



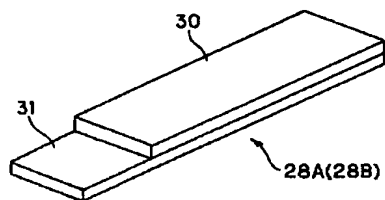
【图3】



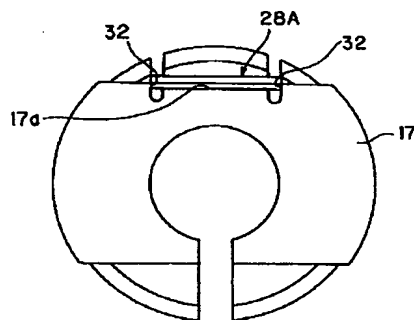
【図4】



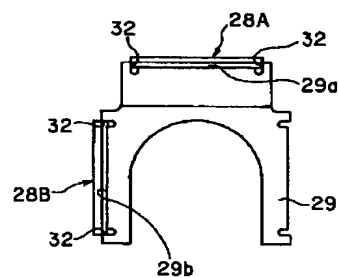
【図5】



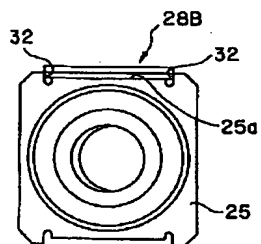
【図6】



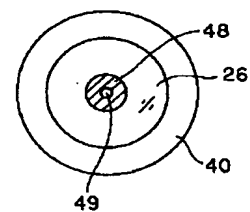
【圖 7】



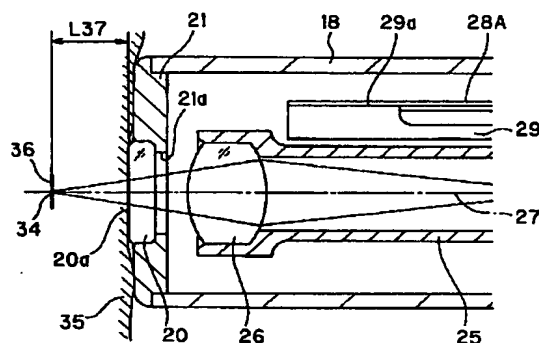
【図 8】



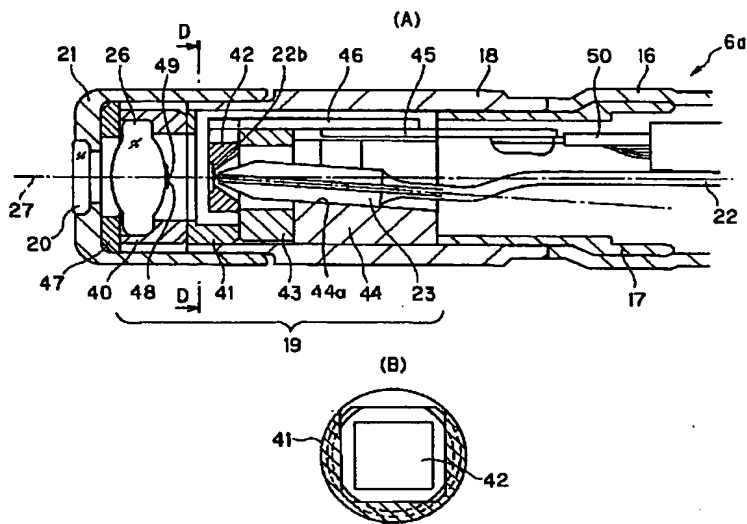
【圖 1 1】



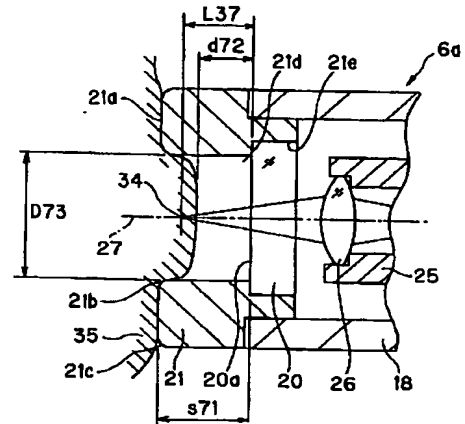
【図9】



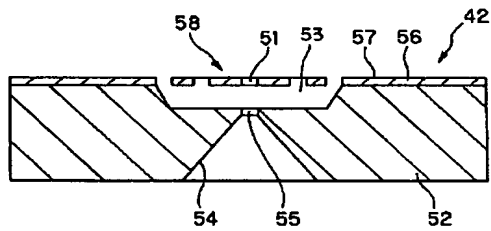
【図10】



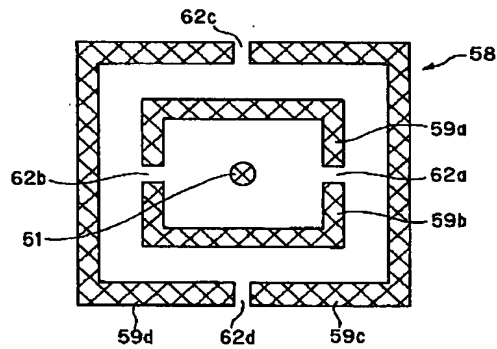
【図20】



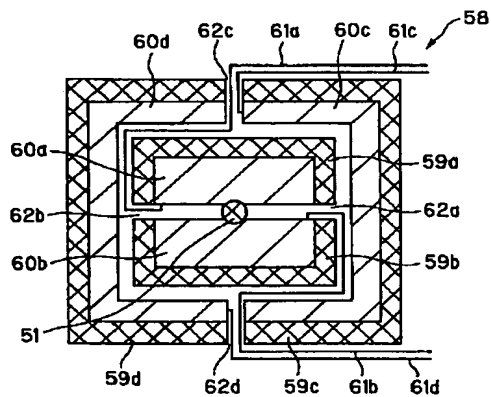
【図12】



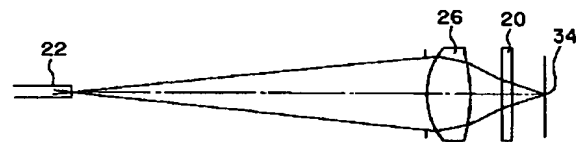
【図13】



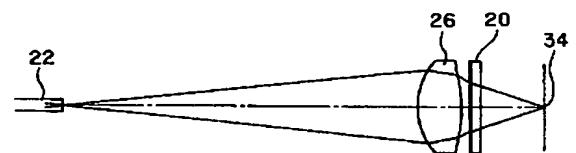
【図14】



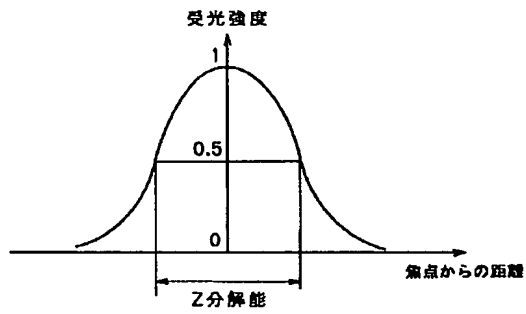
【図15】



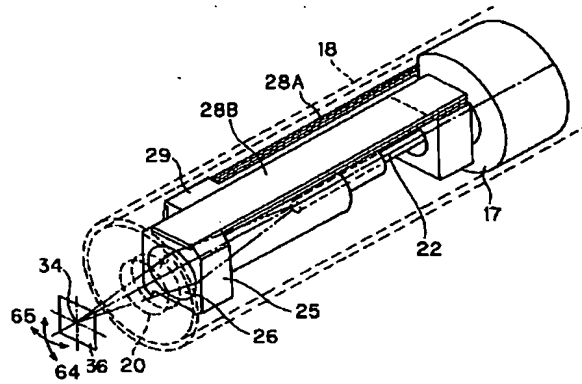
【図16】



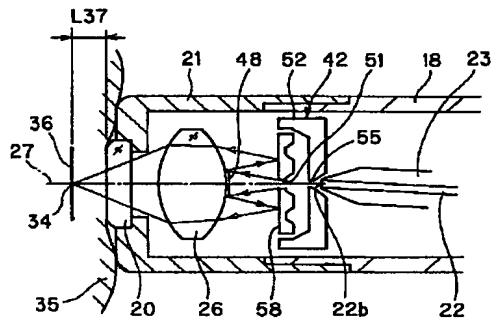
【図17】



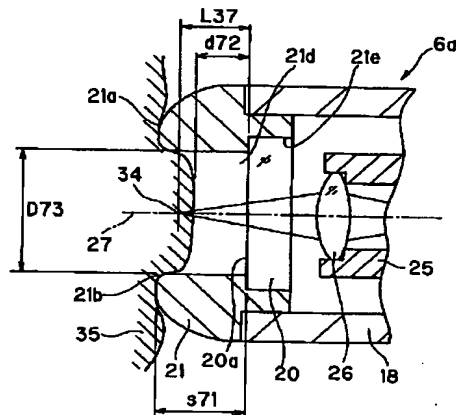
【図18】



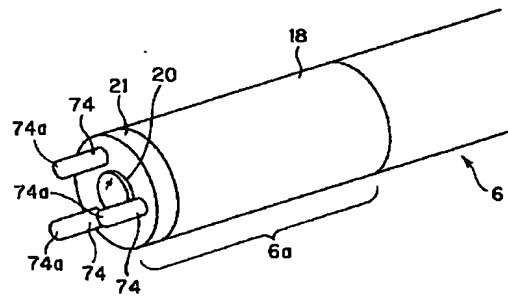
【図19】



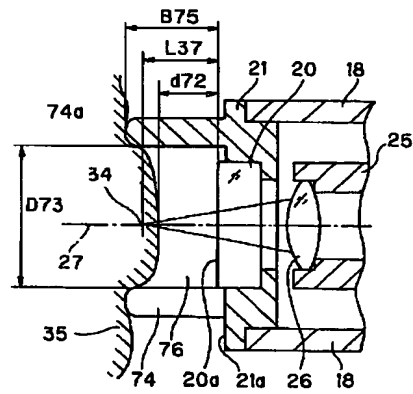
【図21】



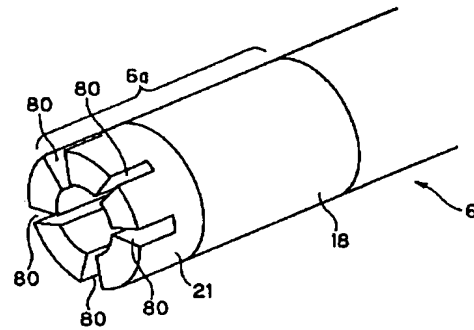
【図22】



【図23】



【図24】



## 【手続補正書】

【提出日】平成13年4月11日（2001. 4. 11）

\*【0100】

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0100

【補正方法】変更

【補正内容】

【発明の効果】請求項1記載の構成によると、光路上に設けられた光透過性部材で反射され観察装置に入射される入射光量Nより照明光の焦点近辺にある生体組織で反射され観察装置に入射される入射光量が大きく、生体組織を観察することが可能となる。

\*

フロントページの続き

Fターム(参考) 2G059 AA05 AA06 BB12 EE01 EE02  
 FF01 HH02 HH06 JJ11 JJ13  
 JJ15 JJ17 JJ30 KK01 LL01  
 LL04 MM09 NN01  
 2H040 CA10 CA12  
 4C061 FF40 LL10